

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-065670

(43)Date of publication of application : 05.03.2002

(51)Int.Cl.

A61B 8/06

(21)Application number : 2000-255110

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 25.08.2000

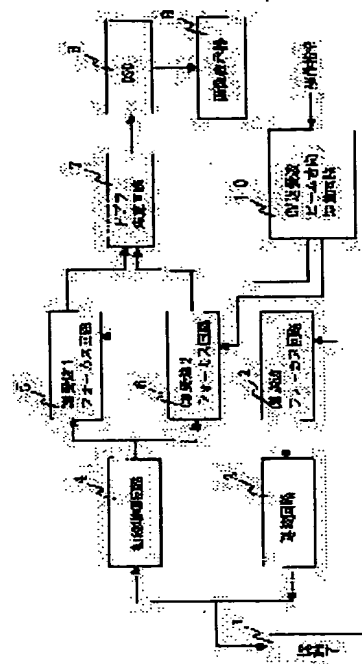
(72)Inventor : OKADA KAZUTAKA

(54) ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE AND METHOD FOR FORMING ULTRASONIC DIAGNOSTIC IMAGE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a simultaneous measurement method of two or more sites including quickly moving sites for comparative observation of the conditions of these sites.

SOLUTION: This device is provided with a transmitting wave focus treatment means 2 of a continuous transmitting wave transmitted to each vibrating probe of a search unit 1, a receiving wave focus treatment means 5 and 6 that treat a continuous transmitting wave outputted from the each vibrating probe, an arithmetic means 7 that calculates a Doppler frequency change of a received signal outputted from these receiving wave focus treatment means 5 and 6, and based on a signal outputted from the arithmetic means, an image treatment means 8 displays the image on an image displaying means 9. The receiving wave focus treatment means 5 performs the receiving wave focus treatment corresponding to a beam of main lobe included in the received wave and the receiving wave focus treatment means 6 performs received wave focus treatment corresponding to a beam of at least one grating lobe to allow the measuring of two sites quickly moving in two or more directions simultaneously.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-65670

(P2002-65670A)

(43) 公開日 平成14年 3 月 5 日 (2002. 3. 5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06

識別記号

F I

A 6 1 B 8/06

キーワード(参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2000-255110(P2000-255110)

(22) 出願日 平成12年 8 月 25 日 (2000. 8. 25)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 14 号

(72) 発明者 岡田 一孝

東京都千代田区内神田一丁目 1 番 14 号 株
式会社日立メディコ内

(74) 代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

F ターム(参考) 4C301 AA03 BB23 DD01 DD03 GB04

HH24 HH38 JB17 JB29 JB34

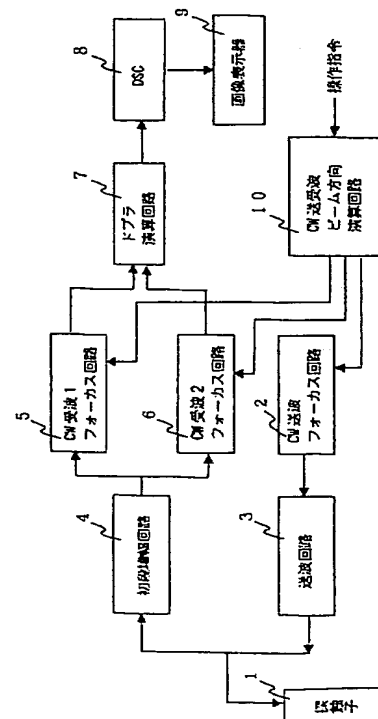
KK09 KK13

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断画像の形成方法

(57) 【要約】

【課題】 動きの速い部位を含む 2 箇所以上の部位を同時に計測でき、それらの部位の状態を比較観察できるようにする。

【解決手段】 探触子 1 の各振動子に送信する連続送信波の送波フォーカス処理手段 2 と、各振動子から出力される連続受信波の受波フォーカス処理手段 5、6 と、これらの受波フォーカス処理手段から出力される受信信号のドブラ周波数変移分を算出する演算手段 7 と、この演算手段から出力される信号に基づいて画像を生成して、画像表示手段 9 に表示させる画像処理手段 8 とを備え、受波フォーカス処理手段 5 は、受信波に含まれるメインローブのビームに対応する受波フォーカス処理を行ない、受波フォーカス処理手段 6 は受信波に含まれる少なくとも 1 つのグレーティングローブのビームに対応する受波フォーカス処理を行なうことにより、同時に 2 方向以上の動きの速い部位の計測を可能にする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子が配列されてなる探触子と、該探触子の各振動子に送信する連続送信波の送波フォーカスをとる送波フォーカス処理手段と、前記探触子の各振動子から出力される連続受信波の受波フォーカスをとる受波フォーカス処理手段と、該受波フォーカス処理手段から出力される受信信号のドブラ周波数変移分を算出する演算手段と、該演算手段から出力される信号に基づいて画像を生成して、画像表示手段に表示させる画像処理手段とを備え、前記受波フォーカス処理手段は、前記受信波に含まれるメインローブのビームに対応する受波フォーカス処理と、前記受信波に含まれる少なくとも1つのグレーティングローブのビームに対応する受波フォーカス処理とを含んでなり、前記画像処理手段は、前記メインローブのビームと前記グレーティングローブのビームに対応する画像を生成する超音波診断装置。

【請求項2】 前記送波フォーカス処理手段と前記受波フォーカス処理手段とを制御して、前記メインローブのビーム方向と前記グレーティングローブのビーム方向を任意に設定するビーム方向設定手段を備えてなる請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記送波フォーカス処理手段は、複数の前記振動子を隣り合う複数の振動子からなる振動子群に分け、同一振動子群の振動子に送波する前記連続送信波の位相を同位相に制御することにより、前記グレーティングローブのビーム方向を可変することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】 前記メインローブと前記グレーティングローブの受信感度を補正する手段を備えてなることを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項5】 被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子が配列されてなる探触子と、該探触子の各振動子に送信する連続送信波の送波フォーカスをとる送波フォーカス処理手段と、前記探触子の各振動子から出力される連続受信波の受波フォーカスをとる受波フォーカス処理手段と、該受波フォーカス処理手段から出力される受信信号のドブラ周波数変移分を算出する演算手段と、該演算手段から出力される信号に基づいて画像を生成して、画像表示手段に表示させる画像処理手段とを備え、前記受波フォーカス処理手段は、連続波の受波フォーカスをとる少なくとも2つの受波フォーカス処理手段を備え、前記画像表示手段は、断層像が表示された領域と、連続波ドブラにより計測された少なくとも2つの血流パターンが表示された領域を有してなる超音波診断装置。

【請求項6】 複数の振動子が配列されてなる探触子を超音波の連続波で駆動し、前記探触子の各振動子から出力される受信波に含まれるメインローブのビームに対応

する第1の受波フォーカス処理と、前記受信波に含まれる少なくとも1つのグレーティングローブのビームに対応する第2の受波フォーカス処理を並行して行ない、それぞれのビームを受波フォーカス処理して得られる信号のドブラ周波数変移分を算出して複数の表示画像を形成する超音波診断画像の形成方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に係り、特にステアラブルCW（連続波）ドブラが可能な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は、被検体の表面に超音波探触子を当て、その探触子から被検体に超音波を送信するとともに、被検体内部からの反射波を受信し、その受信信号に基づいて被検体の各部の状態を断層像などの画像により表示して診断に資するものである。一般に、超音波探触子は、複数の振動子を等間隔で直線状に配列して形成されている。このように配列された複数の振動子を同時に駆動すると、各振動子から放射される超音波の波面は正面方向で一致し、超音波ビームは正面方向に伝搬する。そして、振動子の駆動タイミングを配列方向に沿って順次ずらすことによって、各振動子から放射される超音波の波面が一致する超音波ビームの方向を変えることができる。そこで、配列された振動子の駆動タイミングを制御することにより、超音波ビームの方向を偏向して、被検体内部を走査することが行なわれている。

【0003】このような超音波診断装置において、従来、ステアラブルCWドブラが可能なものが知られている。ここで、CW（Continuous Wave）は、超音波送受信信号が連続波になっていることをいう。この連続波によるドブラは、送受信信号が連続であり、連続した計測値が得られるので、高速血流などの動きの速い部位を計測できる。そのため、心臓弁膜症による逆流診断等に有効であることが知られている。また、ステアラブルとは、被検体内に放射する超音波ビームの方向を可変できることをいう。そして、このようなステアラブルCWは、被検体の断層像をガイドにした連続波ドブラ計測を可能にしている。

【0004】また、CWドブラのような連続波ではなく、パルス状の超音波を用いるパルスドブラ法が知られている。しかし、この方法は振動子の駆動タイミングを配列方向に沿ってずらしながら、複数の振動子をパルス状の超音波により周期的に繰り返し駆動する方式であることから、計測可能な血流の最高速度は、超音波の繰り返し周波数によって制限されるため、高速の血流などのような動きの速い部位の計測をすることができない。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】ところで、超音波診断装置の技術において、血流などのような動きの速い部位

を含む2ヶ所以上の部位を同時に計測し、それらの部位の状態を比較観察して的確な診断を行なえる装置が要望されている。例えば、心臓周りの異なる2以上の部位の高速血流の状態を同時に計測することが要望されている。

【0006】しかし、従来のステアラブルCWドブラは、血流などの動きの速い部位を計測するのに適しているが、同時には1方向の超音波ビームしか送受信することができないため、方向が異なる2箇所以上を同時に計測するという要望に応えることができない。

【0007】また、パルスドブラ法は、血流のような動きの速い部位の計測には元々適していないが、多方向の部位に超音波ビームを放射するには、超音波ビーム方向を時分割で切り替えることになるので、1ビーム方向あたりの繰り返し周波数はさらに低くなる。そのため、1つの部位の計測間隔が長くなり、計測可能な血流の最高速度が繰り返し周波数によって制限されるため、高速血流のような動きの速い部位を含む2以上の部位の計測に適用することができない。

【0008】本発明は、CWドブラにより動きの速い部位を含む2箇所以上の部位を同時に計測できるようにすることを課題とする。

【0009】また、本発明は、動きの速い部位を含む2箇所以上の部位の状態を比較観察できるようにすることを他の課題とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明の課題は、次の手段により解決する。

【0011】先ず、本発明の原理を説明する。周知のように、複数の振動子から放射される超音波のビームパターンは、メインローブとサイドローブの他に、グレイティングローブと称するビームが生じる。特に、メインビームを大きく偏向したとき、相対的に大きなグレイティングローブのビームが生じることが知られている。このグレイティングローブは、各振動子の波面が一致する整相状態から波長単位でずれて重なる方向に生じるものである。超音波断層法は、メインローブによって画像を構成しており、グレイティングローブは虚像を生じるので小さく抑える工夫が種々なされている。本発明は、そのグレイティングローブを積極的に利用することを特徴とする。

【0012】すなわち、本発明は、超音波のメインローブの他にグレイティングローブを利用して、同時に2方向以上の計測を可能にすることを特徴とする。この場合において、CWドブラを適用することにより、動きの速い部位を含む2箇所以上の部位を同時に計測することができる。また、グレイティングローブの方向及び数は、振動子の間隔や超音波周波数によって変えることができるから、1つの探触子により多方向の同時計測を行なうことができる。

【0013】具体的には、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子が配列されてなる探触子と、該探触子の各振動子に送信する連続送信波の送波フォーカスをとる送波フォーカス処理手段と、前記探触子の各振動子から出力される連続受信波の受波フォーカスをとる受波フォーカス処理手段と、該受波フォーカス処理手段から出力される受信信号のドブラ周波数変移分を算出する演算手段と、該演算手段から出力される信号に基づいて画像を生成して、画像表示手段に表示させる画像処理手段とを備え、前記受波フォーカス処理手段は、連続波の受波フォーカスをとるものとし、前記受信波に含まれるメインローブのビームに対応する受波フォーカス処理と、前記受信波に含まれる少なくとも1つのグレイティングローブのビームに対応する受波フォーカス処理とを含んでなり、前記画像処理手段は、前記メインローブのビームと前記グレイティングローブのビームに対応する画像を生成することを特徴とする。

【0014】この場合において、送波フォーカス処理手段と受波フォーカス処理手段とを制御して、メインローブのビーム方向とグレイティングローブのビーム方向を任意に設定するビーム方向設定手段を設けることができる。

【0015】また、送波フォーカス処理手段は、複数の前記振動子を隣り合う複数の振動子からなる振動子群に分け、同一振動子群の振動子に送波する前記連続送信波の位相を同位相にすることにより、前記グレイティングローブのビーム方向を可変することができる。

【0016】また、メインローブとグレイティングローブの受信感度を補正する手段を備えて構成することが望ましい。

【0017】また、本発明の他の課題は、上記の受波フォーカス処理手段を連続波の受波フォーカスをとる少なくとも2つの受波フォーカス処理手段を備えて構成し、かつ画像表示手段は、断層像が表示された領域と、連続波ドブラにより計測された少なくとも2つの血流パターンが表示された領域を有してなるものとするることにより解決できる。

【0018】本発明の超音波診断画像の形成方法は、複数の振動子が配列されてなる探触子を超音波の連続波で駆動し、前記探触子の各振動子から出力される受信波に含まれるメインローブのビームに対応する第1の受波フォーカス処理と、前記受信波に含まれる少なくとも1つのグレイティングローブのビームに対応する第2の受波フォーカス処理を並行して行ない、それぞれの受波フォーカス処理により得られた信号のドブラ周波数変移分を算出し、該算出結果に基づいて複数の表示画像を形成することにある。

【0019】

【実施の形態】以下、本発明の実施の形態に基づいて説

明する。図1に本発明に係るステアラブルCWを適用した超音波診断装置の一実施形態のブロック構成図を示す。図において、探触子1は、被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子を直線状に配列されて多チャンネルに形成されている。CW送波フォーカス回路2は、超音波の連続波を発生するとともに、各チャンネルの送信波の位相をずらすことによって、メインビームの方向を所定の方向に偏向するとともに、メインビームを収束させる焦点に波面を一致させるように送信フォーカス制御を行なう。CW送波フォーカス回路2から出力される各チャンネル向けの連続波は、送波回路3で増幅され、探触子1の可変設定された振動子群を駆動する。

【0020】探触子1から放射された超音波は被検体内で反射し、その反射波が探触子1の可変設定された振動子群により受信される。ここで、送波と受波は、異なる振動子群を使用する。探触子1により受信された超音波は、初段増幅回路4に入力されて増幅される。増幅された受波は、CW受波1フォーカス回路5とCW受波2フォーカス回路6に並列に入力され、後述する受波フォーカス処理がなされる。つまり、CW受波1フォーカス回路5とCW受波2フォーカス回路6とにより、2つの受波フォーカス処理手段が構成される。

【0021】ドブラ演算回路7は、CW受波1フォーカス回路5とCW受波2フォーカス回路6から出力される受波信号を取り込み、周知の周波数演算（ファーストフーリエ変換など）により、血流のドブラ効果による周波数変移分を算出する。ドブラ演算回路7から出力される信号は、ディジタル・スキャン・コンバータ回路（DSC）8において画像信号に変換されて、画像表示器9に画像が表示される。

【0022】CW送受波ビーム方向演算回路10は、図示していないコンピュータ及び入力手段から入力される操作者の操作指令に従って、送波のビーム方向、受波のビーム方向を演算し、それぞれCW送波フォーカス回路2、CW受波1フォーカス回路5、CW受波2フォーカス回路6に指令を送るようになっている。

【0023】ここで、本実施形態の特徴部であるCW送波フォーカス回路2、CW受波1フォーカス回路5、CW受波2フォーカス回路6及びCW送受波ビーム方向演算回路10の詳細構成について、それらの動作とともに説明する。本実施形態は、メインローブとグレーティングローブのビーム方向を制御して、異なる2方向の部位を同時に計測することを特徴とする。図2～図4に、送波のビーム方向制御の概念説明図を示す。直線状に配列された複数（ n 個）の振動子 $S(1 \sim n)$ を連続波により駆動すると、それらの振動子 S からそれぞれ超音波ビームが放射される。そして、振動子 S の配列方向に沿って連続波の位相を順次ずらして位相差を付けることにより、超音波のビーム方向を正面方向（ $\theta=0$ ）に対して α 偏向させることができる。この方向がメインローブの

ビーム（メインビームA）の方向になる。すなわち、各振動子を駆動する連続波に位相差を付けることにより、同位相方向で信号振幅が増強され、位相の合わない方向では、信号が打消し合う。このようにして、メインビームAの方向を制御することができる。

【0024】一方、各チャンネルで連続波の位相が1位相ずつずれた方向でも信号が加算されるから、図2に示すように、メインビームAに対して正面方向を挟んだ反対側に、偏向角 β のグレーティングローブBが発生する。すなわち、図4に示すように、断層像が表示される表示領域11のA、Bの方向にビームが形成される。このビームの方向を、表示領域11にマーカにより表示するようにできる。このように、従来は、グレーティングローブが画像内に虚像として入り込まないように、例えば振動子の配列間隔を十分に小さく形成するなどの工夫しているが、本発明は、グレーティングローブを積極的に利用することにより、同時に異なる多方向の部位の計測を可能にしているのである。

【0025】2つのビームに対応する反射波を含む受信波がCW受波1フォーカス回路5とCW受波2フォーカス回路6に入力されると、例えばCW受波1フォーカス回路5によりメインビームAに対応する受波のフォーカス処理がなされ、CW受波2フォーカス回路6によりグレーティングローブBに対応する受波のフォーカス処理がなされる。そして、それぞれドブラ演算回路7において血流の流速（計測部位の動きの速さ）によるドブラ効果が周波数変移分として演算される。その演算結果は、DSC8を介して画像信号に変換され、図4に示すように、メインビームAに対応する血流パターンとグレーティングローブBに対応する血流パターンとが、画像表示器9の2つの表示領域12、13にそれぞれ表示される。表示領域の血流パターンは、横軸が時間軸で、縦軸は血流の速度を表わしている。これにより、操作者は、例えば、心臓の2つの弁での逆流計測を同時に行なって、それらの計測結果を画像に表示して比較観察することができるから、診断を的確に行なうことができるようになる。

【0026】グレーティングローブのビーム方向を変える場合は、例えば、図3に示すように、隣り合う2つの振動子 $S(i)$ と $S(i+1)$ 、 $S(i+2)$ と $S(i+3)$ 、…を同位相にすることにより、メインビームAの方向を変えずに、グレーティングローブのビーム方向を偏向角 γ のCに変えることができる。つまり、実質的に振動子の配列間隔を変えることにより、グレーティングローブのビーム方向を所望の方向に変えることができる（図4）。なお、図2、3では、説明の簡単のために、振動子間隔を模式的に大きく拡大して表わしているが、実際は、従来と同様に、グレーティングローブが画像内に入り込まない程度に、振動子配列間隔は十分小さく形成されている。したがって、図3の例に限らず、隣り合う

振動子の3組以上を振動子群として同一位相の連続波で駆動することにより、メインビームAの方向を変えずに、グレーティングローブのビーム方向を細かく変えることができる。

【0027】なお、図1の実施形態では、CW受波1フォーカス回路5とCW受波2フォーカス回路6の2つの回路により、メインビームとグレーティングローブの受波フォーカス処理を行なう例を示した。本発明は、これに限らず、例えば、受信信号をデジタル信号に変換し、時分割処理によって、等価的に受波フォーカス処理を同時に行なうように構成することができる。

【0028】また、ビームの方向制御は、振動子を駆動する連続波の周波数を変えることによっても行なうことができる。但し、この場合はグレーティングローブの方向だけでなくメインビームの方向も変わる。したがって、メインビーム方向か、グレーティング方向か、どちらか一方のビーム方向のみを変えたいときは、振動子の組合せ（振動子群）、連続波の周波数条件、及びフォーカス処理の条件などを、操作指令に応じてCW送受波ビーム方向演算回路10により演算する。そして、これに合わせて、CW送波フォーカス回路2、CW受波1フォーカス回路5、CW受波2フォーカス回路6に指令を送って制御するようにする。

【0029】また、グレーティングローブは、1つの方向だけでなく、位相差が合う方向に複数現れるので、上述した実施形態の2つの方向に限らず、3以上の多方向の同時送受信が可能である。この場合は、CW受波フォーカス回路を方向の数に合わせて複数設けることはいうまでもない。

【0030】また、2つの表示領域12、13にそれぞれ血流パターンを表示することに代えて、同一の表示領域に表示色を異ならせて重ねて表示するようにしてもよい。

【0031】図5に、本発明の他の実施形態のブロック構成図を示す。本実施形態が図1の実施形態と異なる点は、CW受信感度補正回路14を付加した点にある。すなわち、メインビームとグレーティングローブのビーム相互間、あるいは複数のグレーティングローブのビーム相互間では、振動子の指向特性により信号強度に差があるため、それらの間に受信感度差が生じる。そこで、CW受波1フォーカス回路5とCW受波2フォーカス回路6に、それぞれゲイン可変回路を設ける。そして、CW受信感度補正回路14においてビーム間ゲイン補正信号を演算により求め、これに基づいてゲイン補正信号をCW受波1フォーカス回路5とCW受波2フォーカス回路6に出力して感度を制御することにより、それらビーム間の受信感度差を低減するように補正するようにしてい

る。

【0032】なお、振動子群の組合せ又は超音波周波数を変えないで、メインビームの偏向方向を位相差のみで変えた場合、グレーティングローブのビーム方向も変わるから、両者のビーム方向を同時に変えることもできる。

【0033】上述したように、各実施形態によれば、グレーティングローブを利用して血流を計測しているので、多方向の送受信を完全に同時に行なうことができるから、同時刻多方向の血流観察を行なうことができる。例えば、心臓の2つの弁における逆流計測を同時に行なうことができ、時間精度のよいデータが得られる。また、連続波を用いているので、パルスドブラのような繰り返し周波数の制限を受けることなく、高速血流の計測を行なうことができる。

【0034】

【発明の効果】以上述べたように、本発明によれば、動きの速い部位を含む2箇所以上の部位を同時に計測できる。その結果、動きの速い部位を含む2箇所以上の部位の状態を比較観察できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態の超音波診断装置のブロック構成図である。

【図2】本発明のビーム方向制御を説明するための模式図であり、メインビームAとグレーティングローブのビームBを示す図である。

【図3】本発明のビーム方向制御を説明するための他の模式図であり、メインビームAとグレーティングローブのビームCを示す図である。

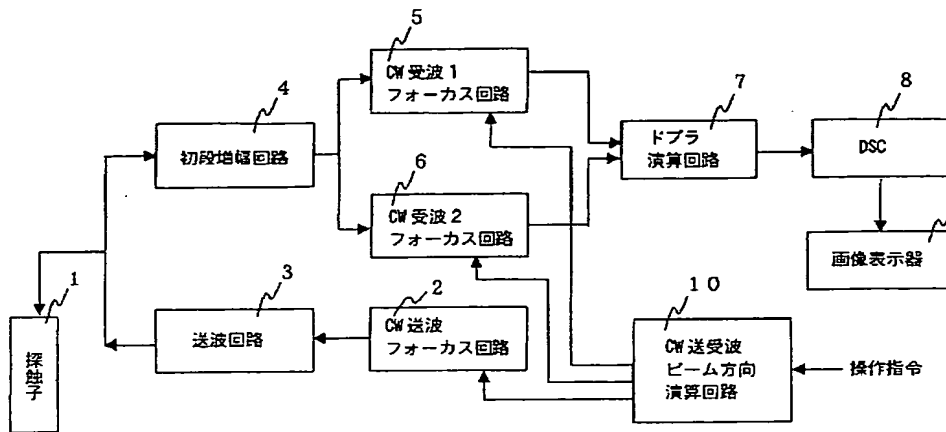
【図4】本発明の計測により得られる画像の一例を示す図である。

【図5】本発明の一実施形態の超音波診断装置のブロック構成図である。

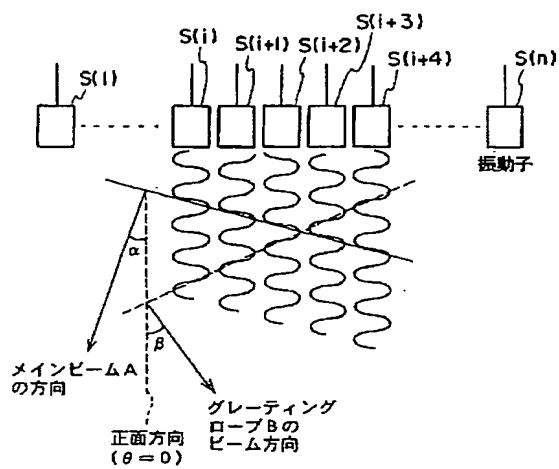
【符号の説明】

- 1 探触子
- 2 CW送波フォーカス回路
- 3 送波回路
- 4 初段増幅回路
- 5 CW受波1フォーカス回路
- 6 CW受波2フォーカス回路
- 7 ドブラ演算回路
- 8 デジタル・スキャン・コンバータ回路（DSC）
- 9 画像表示器
- 10 CW送受波ビーム方向演算回路
- 11、12、13 表示領域
- 14 CW受信感度補正回路

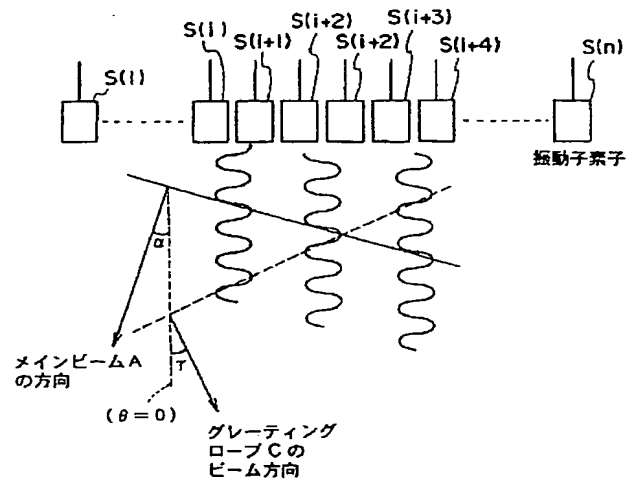
【図1】



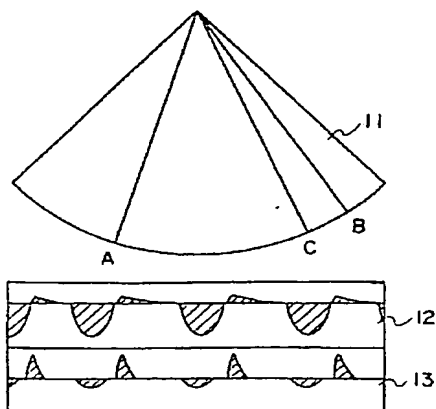
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

